



**Centro Universitário de Brasília
Instituto CEUB de Pesquisa e Desenvolvimento - ICPD**

LOIANE MENEZES SILVA

**COMPARAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DOS
MÚSCULOS FIBULARES SUBMETIDOS À PRANCHAS DE
INSTABILIDADE**

Brasília
2013

LOIANE MENEZES SILVA

**COMPARAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DOS
MÚSCULOS FIBULARES SUBMETIDOS A PRANCHAS DE
INSTABILIDADE**

Trabalho apresentado ao Centro Universitário de Brasília (UniCEUB/ICPD) como pré-requisito para obtenção de Certificado de Conclusão de Curso de Pós-graduação *Lato Sensu* em Fisioterapia Traumato-Ortopédica Funcional e no Esporte

Orientador: Prof. Dr. Márcio Rabelo Mota

Co-Orientador: Prof. Esp. Paulo Henrique Sebba

Brasília
2013

LOIANE MENEZES SILVA

**COMPARAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DOS
MÚSCULOS FIBULARES SUBMETIDOS A PRANCHAS DE
INSTABILIDADE**

Trabalho apresentado ao Centro
Universitário de Brasília (UniCEUB/ICPD)
como pré-requisito para a obtenção de
Certificado de Conclusão de Curso de
Pós-graduação *Lato Sensu* Fisioterapia
Traumato-Ortopédica Funcional e no
Esporte.

Orientador: Prof. Dr. Márcio Rabelo Mota
Co-Orientador: Prof. Esp. Paulo Henrique Sebba

Brasília, ____ de _____ de 2013.

Banca Examinadora

Prof. Dr. Márcio Oliveira

Prof. Dr. Márcio Mota Rabelo

*Dedico esse trabalho a todos os
fisioterapeutas, principalmente os especialistas
em fisioterapia esportiva. Que de alguma
forma, ele possa contribuir no processo de
reabilitação e/ou prevenção de seus pacientes*

AGRADECIMENTO(S)

Em primeiro lugar, quero agradecer ao nosso Deus pai, todo poderoso, por permitir mais uma conquista em minha vida profissional, me dando saúde, força, fé e perseverança.

Aos meus amados pais – Gilson e Rosângela – pelo amor e carinho que têm por mim. Pela educação que me deram, fazendo-me tornar uma “grande mulher” com caráter, princípios e valores. E por estarem sempre ao meu lado.

Ao meu orientador Prof. Dr. Márcio Rabelo Mota e co-orientador Prof. Esp. Paulo Henrique Sebba, por acreditarem em mim, pela dedicação, tempo e atenção que tiveram comigo.

Aos voluntários desta pesquisa, por dedicarem um tempo de seus dias, para realizarem os testes.

Ao Prof. Gilson Ciarallo, professor de metodologia científica, pela paciência e atenção a mim dedicadas durante nossas reuniões.

A todos os meus professores e colegas de trabalho que de alguma forma contribuíram com este estudo.

*O movimento é nossa arma e
nossa arte, através dele nós fazemos ciência.
(Nívea Flor)*

RESUMO

OBJETIVOS: Através da eletromiografia de superfície, os objetivos do presente trabalho foram comparar e mensurar os níveis de ativação elétrica dos músculos fibulares submetidos a instabilidade ântero-posterior, médio-lateral e multidirecional em pranchas para treinamento proprioceptivo. **METODOLOGIA:** foram selecionados aleatoriamente 20 sujeitos do gênero masculino com idade entre 18 e 35 anos, praticantes de atividade física (mínimo 3 vezes por semana). Os voluntários foram submetidos a quatro testes, solicitou-se a eles que permanecessem em pé sobre o membro inferior dominante durante 10 segundos no solo e nas pranchas de instabilidade para que fosse coletado o nível de ativação elétrica dos músculos fibulares através da eletromiografia de superfície. Cada teste foi repetido 3 vezes a intervalos de 1 minuto entre cada teste e 30 segundos entre cada repetição. **RESULTADOS:** houve diferença estatisticamente significativa na ativação elétrica dos músculos fibulares nos quatros testes realizados, com o $p < 0,001$ e $p < 0,001$, respectivamente. Os níveis de atividade elétrica, nos quatro testes, foram maiores no músculo fibular longo comparado ao fibular curto, com significância no solo ($p = 0,006$) e na prancha AP ($p = 0,044$). **CONCLUSÃO:** conclui-se que a comparação dos níveis de atividade elétrica entre os músculos fibulares longo e curto indicou maior atividade elétrica do músculo fibular longo no solo e na prancha de propriocepção ântero-posterior.

Palavras-chave: Eletromiografia. Entorse de tornozelo. Treinamento Proprioceptivo. Músculos Fibulares. Estabilidade do tornozelo.

ABSTRACT

OBJECTIVES: Using surface electromyography, the objectives of this study were to compare and measure the levels of electrical activation of the peroneal muscles subjected to anteroposterior instability, medial-lateral and multi- in boards for proprioceptive training. **METHODS:** 20 subjects were randomly selected males aged 18 to 35 engaged in physical activity (at least 3 times per week). The volunteers underwent four tests were requested them to remain standing on the dominant leg for 10 seconds in soil and boards of instability that was collected for the level of electrical activation of the peroneal muscles by surface electromyography. Each test was repeated three times at intervals of 1 minute between each 30 second test and between each repetition. **RESULTS:** There was statistically significant difference in the electrical activation of the peroneal muscles in the four tests, with $p < 0.001$ and $p < 0.001$, respectively. Levels of electrical activity in the four tests, were higher in the peroneus longus to the peroneus brevis compared with the soil significance ($p = 0.006$) and the plank AP ($p = 0.044$). **CONCLUSION:** This study concludes that the comparison of the levels of electrical activity between the long and short fibular muscles showed higher activity of peroneus longus in soil and board anteroposterior proprioception.

Key words: Electromyography. Ankle sprain. Proprioceptive training. Peroneal muscles. Ankle stability.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	09
1 REFERENCIAL TEÓRICO	12
1.1 Articulação do tornozelo	12
1.2 Lesões do tornozelo	14
1.3 Tratamento	15
1.4 Eletromiografia	16
2 METODOLOGIA	18
2.1 Tipo de estudo	18
2.2 Amostra	18
2.3 Aquisição de dados	19
2.3.1 <i>Ficha de avaliação</i>	19
2.3.2 <i>Questionário</i>	19
2.3.3 Medidas Antropométricas	19
2.4 Aparato experimental	19
2.5 Procedimento	20
2.6 Processamento do sinal EMG	22
2.7 Análise estatística	22
3 RESULTADOS	24
4 DISCUSSÃO	27
CONCLUSÃO	30
REFERÊNCIAS	31
APÊNDICE A Questionário: Lesões	36
ANEXO A Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE)	37
ANEXO B Questionário FAOS	39

INTRODUÇÃO

A entorse é considerada a lesão de maior ocorrência na articulação do tornozelo. A alta incidência desse tipo de lesão se dá durante a prática tanto de esportes de contato como esportes em que não há contato (CARAZZATO, 1992).

Dados epidemiológicos apontam a lesão de entorse de tornozelo como uma das mais frequentes entre os atletas e na população em geral, índice na taxa de 1:10. 000 indivíduos/dia (SHETH, 1997; HOLMER et al, 1994). Nos Estados Unidos acomete cerca de 2 milhões de pessoas por ano, sendo 20% lesões esportivas. O mecanismo de trauma por inversão, na entorse de tornozelo, chega de 85% a 90% (BEYNNON et al., 2001; FERRETTI et al., 1994; EBIG et al., 1997).

As entorses de tornozelo dividem-se de acordo com a gravidade da lesão: Grau I a integridade de todos os ligamentos permanece, grau II: ruptura parcial dos ligamentos e grau III: ruptura capsulo ligamentar completa com ou sem avulsões ósseas (O'DONOGHUE, 1970).

Os responsáveis por impedir esse estresse nocivo à articulação são estruturas que restringem estaticamente (fáscia, cápsula, ligamentos) e dinamicamente (músculos). Os músculos fibulares curto e longo são as primeiras e mais importantes estruturas musculares que atuam na prevenção desse tipo de entorse (VEIGA et al., 2005).

O tratamento, dependendo do grau da lesão, pode ser conservador ou cirúrgico, completado com fisioterapia, visando o ganho de amplitude articular, fortalecimento muscular e propriocepção (COHEN; ABDALLA, 2003; LASMAR et al., 2002).

O treino proprioceptivo para estabilidade do tornozelo, coordenação motora e resposta reflexa, pode ser desenvolvido de diversas formas, como por exemplo, através de aparelhos mecanoterápicos, como: balancinho, pranchas de instabilidade e cama elástica. Esses aparelhos proporcionam o aumento da percepção do centro de gravidade e podem aumentar a sensibilidade do fuso muscular (PRENTICE, 2002).

A eletromiografia, técnica que permite o registro dos sinais elétricos gerados pela despolarização das membranas das células musculares, tem sido utilizada para

estudo do comportamento mioelétrico em diversas circunstâncias, inclusive no treinamento funcional em plataformas instáveis que são realizados na reabilitação e no condicionamento neuromuscular, conseqüentemente, proporcionando a melhora da coordenação e do padrão de recrutamento neuromuscular (OCARINO et al., 2005; STROJNIK; VENGUST; PAVLOVIC, 2002).

As aplicações específicas da eletromiografia nas pesquisas em fisioterapia são inúmeras, dentre elas, está à investigação de estratégias musculares de estabilização articular, avaliação da atividade muscular durante atividades funcionais e a caracterização da atividade muscular obtida durante a realização de exercícios terapêuticos (GONÇALVES; BÉRZIN, 2000).

Através da eletromiografia de superfície, os objetivos do presente trabalho foram comparar e mensurar os níveis de ativação elétrica dos músculos fibulares submetidos a instabilidade ântero-posterior, médio-lateral e multidirecional em pranchas para treinamento proprioceptivo.

Para alcançar os objetivos, o trabalho procedeu-se da seguinte maneira: foram selecionados aleatoriamente 20 sujeitos do gênero masculino com idade entre 18 e 35 anos, praticantes de atividade física (mínimo 3 vezes por semana). Os voluntários foram submetidos a quatro testes, solicitou-se a eles que permanecessem em pé sobre o membro inferior dominante durante 10 segundos no solo e nas pranchas de instabilidade para que fosse coletado o nível de ativação elétrica dos músculos fibulares através da eletromiografia de superfície. Cada teste foi repetido 3 vezes a intervalos de 1 minuto entre cada teste e 30 segundos entre cada repetição.

Espera-se desse estudo fortalecer e/ou melhorar os protocolos de treinamento proprioceptivo para reabilitação e prevenção de entorse de tornozelo e com isso, diminuir o tempo de recuperação dos atletas e não atletas, possibilitando um retorno mais rápido a suas atividades profissional e recreacional, reduzindo, assim, os custos financeiros.

O presente trabalho foi estruturado em quatro capítulos: o primeiro capítulo apresenta, detalhadamente, o referencial teórico; o segundo capítulo, a metodologia, explica como foi feita a aquisição e as coletas de dados dos voluntários, quais materiais foram usados. Descreve todo o procedimento dos testes e a análise

estatística. O terceiro capítulo mostra os resultados das análises, comparações e mensurações feitas de acordo com o objetivo da presente pesquisa. O quarto e último capítulo, a discussão, confronta os resultados do presente trabalho com resultados de outros trabalhos e expõe as argumentações dos autores da presente pesquisa.

1 REFERENCIAL TEÓRICO

1.1 Articulação do tornozelo

Articulação talocrural ou do tornozelo é uma articulação em dobradiça com um grau de liberdade de movimento, composta da superfície articular distal da tíbia, com seu maléolo e o maléolo lateral da fíbula. Ambas formam um encaixe forte para a tróclea do tálus em forma de cunha (pinça). O tálus é referido como a “chave” do complexo articular do tornozelo, por ser um componente ósseo em comum das articulações talocrural e subtalar (SMITH, 1997; GOULD, 1993).

A articulação subtalar localiza-se entre a faceta posterior côncava da superfície inferior do tálus e a faceta posterior convexa da superfície superior do calcâneo. Ela limita o desvio anterior ou posterior do tálus sobre o calcâneo. Os movimentos que ocorrem na articulação subtalar são chamados de: inversão - uma combinação de supinação, abdução e flexão plantar – e eversão, que é a combinação dos movimentos de pronação, adução e dorsiflexão. Já os movimentos realizados pela articulação talocrural são: dorsiflexão e flexão plantar (SMITH, 1997; GOULD, 1993; NORKIN; LEVANGIE, 2001).

Na posição neutra a anatomia óssea da articulação do tornozelo é responsável pela estabilidade. A estabilidade óssea é incrementada pelas cargas compressivas na posição de carga corporal (PER; RESTROM; SCOTT, 1999).

A estabilidade articular também depende da orientação dos ligamentos, do tipo de carga incidente e da posição do tornozelo por ocasião da aplicação da carga. Na ausência de carga, a estabilidade é feita pelas estruturas ligamentares (HAMILL; KNUTZEN, 2008; PER; RESTROM; SCOTT, 1999).

O tornozelo possui um excelente complexo ligamentar medial e lateral: ligamento deltoíde (medialmente), e lateralmente, ligamento talofibular anterior (LTFA), ligamento calcâneofibular (TCF) e ligamento talofibular posterior (LTFP) (HAMILL; KNUTZEN, 2008; PER; RESTROM; SCOTT, 1999).

O ligamento deltoíde se divide em quatro feixes: tíbio-talar anterior, tíbio-talar posterior, tíbio-calcâneo, e tíbio-navicular. O mesmo possui uma espessura

considerável, sendo bastante forte e resistente (PETERSON; RENSTROM, 2002). Este ligamento tem o formato de um leque e durante o movimento do tornozelo todas as partes do ligamento deltóide funcionam como uma só unidade, dando suporte estático ao tornozelo para realizar os movimentos de abdução, eversão e pronação do pé (PER; RESTROM; SCOTT, 1999).

O complexo ligamentar lateral possui menor espessura e resistência, e é menos forte em relação aos ligamentos mediais, sendo assim, mais susceptível a lesões (TOKUHIRO; NAGASHIMA; TAKECHI, 1995).

Em relação aos músculos que atuam sobre o tornozelo e sobre o tornozelo e os dedos e que possuem fixações proximais principalmente na perna, podem ser divididos em três grupos: anterior, posterior e lateral. Grupo muscular anterior: tibial anterior, extensor longo dos dedos e extensor longo do hálux; grupo muscular posterior: gastrocnêmio, sóleo, tibial posterior e flexor longo dos dedos e flexor longo do hálux; grupo muscular lateral: fibular longo, fibular curto e fibular terceiro (este não está presente em todas as pessoas) (SMITH, 1997).

O grupo muscular lateral ocupa uma área pequena, em relação aos outros dois, sendo separado por septos intermusculares. O músculo fibular longo tem sua fixação proximal na cabeça da fíbula, diáfise da fíbula e septos intermusculares, inserindo-se na superfície plantar do primeiro osso cuneiforme e base do primeiro metatarso. Suas ações anatômicas são: eversão, flexão plantar do tornozelo e depressão da cabeça do primeiro metatarso. O fibular curto origina-se abaixo do fibular longo e nos septos intermusculares, sua fixação distal é na tuberosidade do quinto osso metatarso, com os movimentos de eversão e flexão plantar como ações anatômicas (SMITH, 1997).

O fibular longo e curto são os principais eversores da articulação subtalar em cadeia cinética aberta. Suas principais funções ocorrem em movimentos de cadeia cinética fechada como: apoio unipodal, andar, correr e saltar. Nestas atividades os músculos fibulares fornecem suporte e ajustamento aos arcos do pé e controle da perna sobre o pé plantado, evitando eversões excessivas (SMITH, 1997). Os fibulares contraem excentricamente para ajudar a evitar a inversão abrupta que poderia levar a entorse de tornozelo (ZAMPIERI; ALMEIDA, 2003).

O aumento do tempo de reação dos fibulares, a fraqueza ou a paralisia dos mesmos, têm sido causas de instabilidade articular, entorses de tornozelo, principalmente em inversão (SMITH, 1997; KONRADSEN et al., 1998; KONRADSEN; RAVN, 1991; LOFVENBERG et al, 1995).

1.2 Lesões do tornozelo

As lesões de tornozelo são as mais comuns no mundo do esporte. Dentre as principais lesões, a entorse por inversão é a lesão musculoesquelética mais frequente na população fisicamente ativa, destacando-se nas seguintes modalidades esportivas: futebol, basquete e voleibol, correspondendo a cerca de 10% a 15% de todas as lesões esportivas (MACAULEY, 1999).

A entorse é um movimento violento, com estiramento ou ruptura dos ligamentos de uma articulação. O mecanismo de lesão habitual é a inversão do pé com flexão plantar do tornozelo, numa intensidade além do normal. Em virtude disso, o ligamento mais acometido é o LTFA. O mesmo se encontra paralelo ao eixo da perna, quando o pé está em flexão plantar (MACAULEY, 1999; KERKHOFFS et al., 2007; PER et al., 1999).

As entorses por inversão de tornozelo podem ser classificadas de acordo com sua intensidade em: grau I (leves): alongamento do ligamento sem ruptura macroscópica, pouco edema ou sensibilidade, com perda mínima ou sem perda funcional e sem instabilidade funcional mecânica; grau II (moderadas): ruptura ligamentar parcial com dor moderada, edema e sensibilidade no local, diminuição da mobilidade articular e instabilidade articular leve a moderada; grau III (graves): ocorre ruptura ligamentar completa com dor intensa, edema importante, hemorragia e sensibilidade. Há perda da função articular, mobilidade articular anormal e evidente instabilidade (PER et al., 1999).

As lesões dos ligamentos subtalares ocorrem mais frequentemente com as lesões dos ligamentos laterais do tornozelo. Essas lesões são difíceis de definir e identificar. O mecanismo de lesão pode ser em dorsiflexão ou plantiflexão (PER et al., 1999; MEYER, et al., 1988).

As entorses medias de tornozelo são as menos comuns. Elas ocorrem, mais frequentemente, associadas a fraturas de tornozelo em um mecanismo de pronação - eversão, pronação - rotação externa ou supinação – rotação externa do pé. O ligamento deltóide raramente é completamente rompido, devido sua alta capacidade de suportar absorção de carga ao falhar (LAUGE; HANSEN, 1950; YDE, 1980; FUNK et al., 2003).

Nas entorses da sindesmose ocorre ruptura parcial ou total do complexo ligamentar. Elas são mais incapacitantes que as entorses laterais. Geralmente, essa lesão é a continuação da lesão completa do ligamento deltóide. O mais característico mecanismo de lesão da sindesmose ocorre proveniente da pronação – rotação externa do pé (YDE, 1980; FUNK et al., 2003).

Entre as complicações de uma entorse de tornozelo, a mais comum é a instabilidade funcional e mecânica. A fraqueza muscular dos músculos eversores do tornozelo causada por uma lesão, é um fator contribuinte para esta instabilidade (TROPP, 1986).

1.3 Tratamento

Segundo Peterson & Renstrom (2002) o tratamento, dependendo do grau da lesão, pode ser conservador ou cirúrgico, completado com fisioterapia. A cirurgia raramente é necessária, mas pode ser indicada se houver história clínica de recorrentes rupturas ligamentares completas e graves. O tratamento cirúrgico é sempre indicado no caso de fraturas associadas. (SILVESTRE; LIMA, 2003).

O tratamento conservador baseia-se em colocação de gesso ou órteses, medicamentos antiinflamatórios não esteroidais e fisioterapia (MAXEY; MAGNUSSON, 2003).

A fisioterapia tem como objetivo restaurar a amplitude articular com ausência de dor, ganho de resistência e força muscular, coordenação, agilidade/destreza, equilíbrio, estabilidade funcional e a propriocepção (COHEN; ABDALLA, 2003; LASMAR et al., 2002; SHELTON, 1997).

A propriocepção pode ser considerada como uma variação especializada da sensibilidade ao tato, que engloba a sensação de movimento articular (cinestesia) e de posição articular (CARRIÉRE, 1999).

A perda de informações proprioceptivas decorrentes de lesões contribui para o agravamento da instabilidade devido à diminuição da sensação de posição e pela ausência de estímulos para a contração muscular reflexa (ALONSO; VIEIRA; MACEDO, 2007).

A reeducação proprioceptiva, também nomeada reeducação sensório-motora ou reprogramação neuromuscular proprioceptiva é uma atividade de reabilitação que visa desenvolver e/ou melhorar a proteção articular através do condicionamento e treinamento reflexivo, promovendo assim uma eficiente restauração funcional (BANDY; SANDERS, 2003).

Treinamentos com pranchas de equilíbrio tem sido usados como um tipo de exercício na reabilitação de pacientes com entorse de tornozelo e tem ajudado a proteger o tornozelo contra entorses recidivantes. As oscilações geradas por esses solos instáveis estimulam o controle do equilíbrio. (FREEMAN, 1965).

1.4 Eletromiografia

Eletromiografia é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo, possibilitando o registro da atividade muscular durante o movimento (OCARINO et al., 2005; ENOKA, 2000).

O sinal eletromiográfico (EMG) é a somação algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetados por propriedades musculares, anatômicas, fisiológicas e pelo controle do sistema nervoso periférico e também, pelo tipo de instrumentação utilizada para aquisição do sinal (ENOKA, 2000).

O sinal EMG pode ser adquirido, não necessariamente por um simples eletrodo, mas pode resultar de uma combinação dos sinais advindos de vários detectores, podendo, deste modo, ser classificado como monopolar, bipolar e sistema multipolar (DUCHENE; GOUBEL, 1993).

Eletrodos em configuração bipolar são os mais utilizados em estudos que envolvem contração voluntária, ou sob condições de estimulação elétrica. O sinal é detectado em dois locais, onde a circuitaria eletrônica subtrai e então amplifica sua diferença. Como resultado, qualquer sinal que é comum a ambos os locais de detecção será removido, e os sinais que são diferentes nos dois locais serão amplificados (DE LUCA, 1997).

De acordo com Robertson e seus colaboradores (2004), uma vez adquirido o sinal EMG, existem muitos métodos de processamento que podem ser utilizados para interpretação dos dados. Duas importantes características do sinal EMG são a frequência e amplitude. As formas comuns para representar tais informações contidas nos sinais podem ser chamadas de análise no domínio temporal e no domínio da frequência.

Durante uma atividade, o sinal EMG adquirido, em função do tempo, pode ser quantificado por diversas formas de processamento, entre elas o *root mean square* (RMS) (DE LUCA, 1997).

Para analisar e comparar sinais EMGs de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições, faz-se necessário a utilização de técnicas de normalização, sendo esta uma forma de transformação dos valores absolutos da amplitude em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizada como 100%. Contudo, fatores como posição do membro, envolvimento de músculos sinérgicos e esforço voluntário podem interferir (DE LUCA, 1997).

Existem diversas formas de normalizar a amplitude do sinal EMG, uma delas é a Contração Voluntária Máxima Isométrica (CVMI) – utiliza-se como referência para normalização o maior valor encontrado em uma contração isométrica máxima, para o músculo em questão (BURDEN e BARTLETT, 1999).

O registro da resposta muscular é importante para determinar o grau da atividade elétrica muscular durante o treinamento da reeducação muscular sensório-motora (OCARINO et al., 2005).

2 METODOLOGIA

A pesquisa foi desenvolvida no Centro Universitário de Brasília – UNICEUB, que dispõe de um laboratório com amplo espaço físico para a realização do trabalho, bem como de um aparelho de eletromiografia, e das tábuas proprioceptivas necessários para viabilizar o estudo. Todos os procedimentos do estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, processo CAAE: 058999.12.3.0000.0023 do Centro Universitário de Brasília – UNICEUB. Os indivíduos selecionados assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO A) informando a participação no estudo de acordo com o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos (segundo a resolução CNS 196/96, do Conselho Nacional de Saúde, de 10/10/96), relatando todos os benefícios e riscos da pesquisa.

2.1 Tipo de estudo

Este estudo foi do tipo transversal, com delineamento descritivo e de caráter comparativo.

2.2 Amostra

Para realização do estudo foram selecionados 20 sujeitos, escolhidos de forma aleatória, do gênero masculino, adultos jovens, saudáveis e praticantes de atividade física, regularmente, (mínimo 3 vezes na semana), com idade entre 18 e 35 anos. Foram excluídos do estudo, apenas 2 voluntários, aqueles com história prévia de disfunção osteomioarticular, até o início do estudo, como: fraturas, luxações, entorses e/ou cirurgias em quadril, joelho e tornozelo.

2.3 Aquisição de dados

2.3.1 Ficha de Avaliação e Identificação

Todas as informações a respeito dos dados de identificação dos indivíduos, histórico de disfunção osteomioarticular, além dos dados referentes as medidas antropométricas, foram armazenados em uma ficha. (APÊNDICE A)

2.3.2 Questionário FOOT AND ANKLE OUTCOME SCORE (FAOS)

Todos os voluntários responderam o questionário de FAOS, que tem como objetivo avaliar a opinião de pacientes com problemas relacionados a tornozelo e pé, como: instabilidade lateral de tornozelo, tendinite do tendão calcâneo e fascite plantar (IMOTO et al., 2009). (ANEXO B)

2.3.3 Medidas Antropométricas

A massa corporal (em kg) dos voluntários foi mensurada através de uma balança do tipo Fiziolla. As medidas foram obtidas com os participantes portando roupas leves e descalços. A estatura (em m) foi verificada por um altímetro acoplado a balança.

A partir da massa corporal e da estatura, foi calculado o Índice de massa corporal (IMC), expressos pela relação entre massa corporal (kg) e a estatura (m). (BRAY, 1978).

2.4 Aparato Experimental

A aquisição da atividade eletromiográfica (EMG) foi adquirida através de um eletromiógrafo de superfície da marca EMG SYSTEM do Brasil (LUSTOSA et al., 2011) que possui as seguintes características: Placa de conversão analógico-digital (A/D) de 12 bits de resolução; Amplificador com 08 canais; Software de coleta de sinais plataforma Windows; 04 eletrodos ativos com cabo de dois metros, blindado e

clipe de pressão na extremidade; Freqüência: 35.000 amostra; Faixa de leitura do conversor A/D: 5 V, 2,5 V e 1 V, configurável por software; Suporte para interrupção.

Os sinais EMG dos músculos fibular longo e fibular curto foram coletados com frequência de 2.000 amostras por segundo em cada canal e captados por sensores diferenciais de superfície (SDS500) e eletrodos circulares (MEDITRACE-100; Ag/AgCl; diâmetro de 10mm) em configuração bipolar, com distância entre os eletrodos de 2cm.

Utilizou-se um computador interligado ao aparelho de eletromiografia para avaliação do sinal captado pelos eletrodos, analisado pela raiz quadrada da média (RMS) em μ .

Os testes foram efetuados no solo e em equipamentos de treino para propriocepção. As pranchas de equilíbrio utilizadas para realizar a instabilidade ântero-posterior e médio-lateral, multidirecional da articulação do tornozelo foram uma retangular e outra redonda, respectivamente, da marca/modelo ISP (Instituto São Paulo). Para a coleta no solo, foi utilizada uma plataforma de madeira para reduzir o ruído eletromiográfico.

Foi utilizada uma bicicleta ergométrica da marca/modelo CARDIO BIO, para os voluntários realizarem o aquecimento muscular.

Para maior ativação muscular foi padronizada uma angulação de 30 graus de flexão do joelho utilizando o goniômetro da marca/modelo CARCI.

2.5 Procedimento

Os procedimentos foram realizados em dois momentos, o 1º como pré-teste e o 2º como resultado da pesquisa.

Os voluntários responderam o questionário de FAOS e o TCLE, logo após, foram mensuradas suas medidas antropométricas, anotados seus dados pessoais e realizada uma familiarização com os equipamentos. Foram explicados todos os

objetivos do estudo, possíveis desconfortos, riscos e benefícios envolvendo a sua participação. Em seguida, foi identificado o local onde seriam colocados os eletrodos e feita a tricotomia e limpeza da área para redução da bioimpedância, como recomendado pela Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM, 2013).

A colocação dos eletrodos nos músculos fibulares foi no membro inferior dominante e feita da seguinte forma: com o participante sentado na maca, foi colocado um apoio abaixo do joelho do membro dominante, com o tornozelo rodado medialmente. No músculo fibular longo, o par de eletrodos foi colocado 1/3 proximal da fíbula em uma linha entre a cabeça da fíbula e o maléolo lateral. No músculo fibular curto, o par de eletrodos foi colocado 1/3 distal da fíbula em uma linha entre o maléolo lateral e a cabeça da fíbula. (SENIAM, 2013). O eletrodo de referencia foi colocado no maléolo lateral do membro ipsilateral.

Cada indivíduo realizou um aquecimento de 5 minutos em uma bicicleta estacionária e sem resistência, seguindo a recomendação da American College of Sports Medicine - ACSM (2013) que preconiza o aquecimento antes de qualquer atividade física ou exercício físico. Em seguida, foi realizada novamente a limpeza da área, com álcool a 70%, para colocação dos eletrodos.

Os voluntários foram analisados individualmente por triplicata da prova de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) dos músculos supracitados. Para essa prova, o participante ficou sentado em uma maca, com um apoio abaixo do joelho do membro dominante e o calcanhar sobre a maca. Foi pedido para o voluntário realizar uma contração isométrica máxima, durante 10 segundos, contra uma resistência manual.

Posteriormente às CIVMs, o voluntário permaneceu sem calçados ou meias de qualquer tipo e participou de quatro testes: solicitou-se à ele que permanecesse em pé sobre o membro inferior dominante, com uma angulação de 30° de flexão do joelho, durante 10 segundos no solo, na prancha de propriocepção ântero-posterior, médio-lateral e multidirecional, repetindo-se cada teste três vezes, a intervalos de 1 minuto entre cada teste e 30 segundos entre cada repetição. A posição do joelho escolhida proporciona maior instabilidade articular, evitando a posição de extensão terminal e consequentemente a posição articular estável através do mecanismo de trava e parafuso (PECCIN; PIRES, 2003; ANDREWS et al., 2000; BENNET et al., 1999).

2.6 Processamento do sinal EMG

A janela selecionada para determinação da medida de ativação eletromiográfica em raiz quadrada da média (Root Mean Square, RMS) foi fixada em 10 segundos, sendo desprezados os 5 segundos iniciais – que correspondem ao período de adaptação ao equipamento, no qual os desequilíbrios podem ser muito variáveis. Dessa forma, os 5 segundos finais correspondem mais fielmente ao pretendido, de modo mais homogêneo entre os sujeitos (CALLEGARI et al., 2010).

Para os sinais EMG foram aplicados os filtros Buterworth passa banda entre 20 e 500 Hz e o notch (rejeita banda). Nas três repetições de cada teste foi coletado o valor da RMS e calculada a média aritmética das três, resultando em um valor final para cada teste (CALLEGARI et al., 2010; CADONTTI et al., 2009; SILVA et al., 2009).

A CIVM foi utilizada como valor padrão para a normalização dos valores obtidos nos testes, esses valores são passíveis de comparação independente da força, devido compararem a atividade elétrica do músculo e não a força muscular entre os indivíduos. Com isso, os sinais obtidos nos testes foram referidos em porcentagem de sua atividade máxima (% CIVM) (OCARINO et al., 2005; CALLEGARI et al., 2010).

2.7 Análise Estatística

O sinal eletromiográfico foi representado em valores de RMS, citado entre as possíveis forma de apresentação de tal variável pelas normas de padronização para pesquisas com eletromiografia de superfície (HERMES et al., 2000).

Foi realizada análise exploratória dos dados, com medidas descritivas de média \pm desvio-padrão para organizar e apresentar os resultados. O estudo analisou as seguintes variáveis dependentes: sinais EMG dos músculos fibular longo e fibular curto. Todos os dados eletromiográficos foram coletados em triplicata, sendo considerado como valor final a média simples destas três medidas. Foi coletada para ambos os músculos a CIMV, a qual foi utilizada como padrão de normalização do

sinal EMG, possibilitando avaliação do nível relativo de ativação para um dado músculo, com o objetivo de agregar reprodutibilidade à técnica. A normalização foi realizada dividindo-se o resultado da EMG (rms) em cada exercício pela CIMV (rms) correspondente, resultando em valores que representam o percentual da contração máxima, os quais foram utilizados nas demais análises. A normalidade das variáveis dependentes foi confirmada pelo teste de Shapiro-Wilk.

Utilizou a análise de variância para medidas repetidas (*repeated measures* Anova) para comparar os níveis de ativação elétrica normalizados dos músculos fibulares (longo e curto) em quatro diferentes atividades: solo, prancha de propriocepção anteroposterior, prancha de propriocepção médio-lateral e prancha de propriocepção mutidirecional. Ocorrendo diferença estatisticamente significativa. Testes de comparações múltiplas, Bonferroni, foram adotados em seguida para identificação de contrastes relevantes entre as médias. Além disso, foi também realizado o teste t-Student para medidas pareadas para comparação dos níveis de EMG normalizados entre os músculos fibular longo e fibular curto para cada exercício de propriocepção.

Todas as análises foram realizadas no programa SPSS 17.0 adotando-se para as análises uma significância estatística de 95%.

3 RESULTADOS

As características dos 18 participantes estão apresentadas na tabela 1, a idade média foi $26,39 \pm 4,06$ anos; massa corporal: $77,70 \pm 10,37$ quilo; estatura: $176,83 \pm 7,98$ centímetros e índice de massa corporal (IMC): $24,80 \pm 2,43$.

Tabela 01: Caracterização amostral.

	Homens jovens (n=18)
Idade (anos)	$26,39 \pm 4,06$
Massa Corporal (Kg)	$77,70 \pm 10,37$
Estatura (cm)	$176,83 \pm 7,98$
IMC	$24,80 \pm 2,43$

Kg = quilograma; cm = centímetros; n = número amostral; p = nível de significância

Fonte: Produzido pela autora do trabalho

A tabela 2 mostra a média e desvio padrão dos sinais EMG dos músculos fibular longo e fibular curto nos quatro testes realizados e na CIVM.

Tabela 02: Sinais de EMG dos músculos Fibular Longo e Fibular Curto - dados em RMS (n=18).

	EMG Fibular Longo	EMG Fibular Curto
Solo (rms)	$105,37 \pm 37,79$	$84,14 \pm 39,49$
Prancha AP (rms)	$127,47 \pm 55,00$	$111,36 \pm 41,14$
Prancha ML (rms)	$175,78 \pm 70,43$	$158,78 \pm 82,79$
Prancha Multi (rms)	$183,73 \pm 61,47$	$177,95 \pm 92,65$
CIVM (rms)	$246,33 \pm 81,80$	$284,00 \pm 107,45$

EMG = eletromiografia; rms = valor quadrático médio; AP = anteroposterior; ML = Médio-lateral; Multi = multidirecional; CIVM = contração isométrica voluntária máxima; n = número amostral.

Fonte: Produzido pela autora do trabalho

Os valores da média e desvio padrão dos níveis de ativação elétrica normalizados do músculo fibular longo no solo, na prancha de propriocepção ântero-posterior, médio-lateral e multidirecional foram $(0,44 \pm 0,17)$, $(0,53 \pm 0,20)$, $(0,73 \pm 0,23)$ e $(0,77 \pm 0,24)$, respectivamente. Já o fibular curto obteve os seguintes valores: solo $(0,32 \pm 0,12)$; prancha AP $(0,42 \pm 0,14)$; prancha ML $(0,60 \pm 0,34)$ e prancha Multi $(0,66 \pm 0,34)$, como mostra a tabela 3.

De acordo com a tabela 3, tanto o músculo fibular longo quanto o fibular curto apresentaram diferença estatisticamente significativas na EMG normalizada, nos quatro testes realizados com o $p < 0,001$ e $p < 0,001$, respectivamente.

Os níveis de atividade elétrica do músculo fibular longo foi significativamente maior nos testes na prancha ML ($p = 0,001$) e na prancha Multi ($p = 0,001$) comparando com o teste no solo. Em relação a prancha AP, houve

diferença significativa na EMG do fibular longo comparada aos testes na prancha ML ($p=0,001$) e na prancha Multi ($p=0,001$).

O músculo fibular curto teve uma diferença significativa para menos, no solo, quando comparado com os outros testes. Sua ativação elétrica na prancha AP apresentou uma diferença estatisticamente significativa em relação a prancha Multi ($p=0,004$).

Tabela 03: Comparação dos níveis de ativação elétrica normalizados dos músculos fibulares (longo e curto) em quatro diferentes atividades proprioceptivas – Análise de variância para medidas repetidas com comparações múltiplas de Bonferroni ($n=18$).

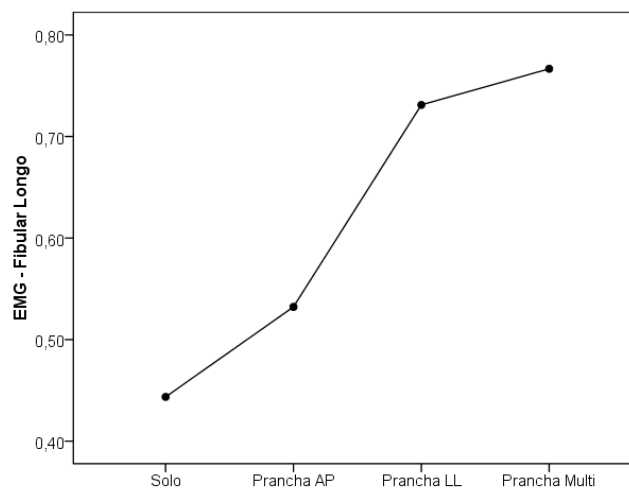
	Solo	Prancha AP	Prancha ML	Prancha Multi	p
EMG Fibular Longo	$0,44\pm0,17^*$	$0,53\pm0,20^\dagger$	$0,73\pm0,23$	$0,77\pm0,24$	0,001
EMG Fibular Curto	$0,32\pm0,12^\#$	$0,42\pm0,14^\diamond$	$0,60\pm0,34$	$0,66\pm0,34$	0,001

EMG = eletromiografia; ML = médio-lateral; AP = anteroposterior; Multi = multidirecional; n = número amostral; p = nível de significância. * Estatisticamente diferente de Prancha ML ($p=0,001$) e de Prancha Multi ($p=0,001$); † Estatisticamente diferente de Prancha ML ($p=0,001$) e de Prancha Multi ($p=0,001$); # Estatisticamente diferente de Prancha AP ($p=0,014$), de Prancha ML ($p=0,004$) e de Prancha Multi ($p=0,001$); † Estatisticamente diferente de Prancha Multi ($p=0,004$).

Fonte: Produzido pela autora do trabalho

O gráfico 1 mostra os níveis médios dos sinais EMG do músculo fibular longo nos seguintes exercícios: solo, prancha de propriocepção ântero-posterior, prancha de propriocepção médio-lateral e prancha de propriocepção multidirecional.

Gráfico 01: Níveis médios de EMG do músculo fibular longo em diferentes atividades: solo, prancha proprioceptiva ântero-posterior, prancha proprioceptiva médio-lateral e prancha proprioceptiva multidirecional.

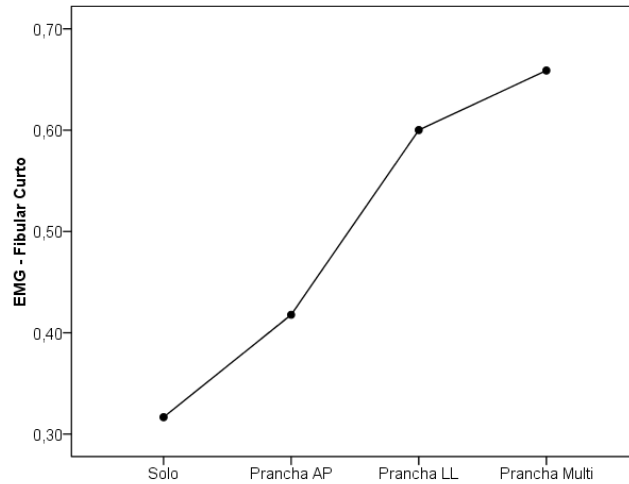


Fonte: Produzido pela autora do trabalho

Os níveis médios dos sinais EMG do músculo fibular curto nos exercícios de solo, prancha de propriocepção ântero-posterior, prancha de propriocepção

médio-lateral e prancha de propriocepção multidirecional estão demonstrados no gráfico 2.

Gráfico 02: Níveis médios de EMG do músculo fibular curto em diferentes atividades: solo, prancha proprioceptiva anteroposterior, prancha proprioceptiva medio-lateral e prancha proprioceptiva mutidirecional.



Fonte: Produzido pela autora do trabalho

Os dois gráficos demonstram que a ativação elétrica do músculo fibular longo e fibular curto foi maior na prancha de propriocepção multidirecional. Logo em seguida a ativação é maior na prancha Médio-lateral, em ambos os músculos.

A comparação dos níveis de atividade elétrica entre os músculos fibulares mostrou diferença significativa, indicando maior atividade do fibular longo no solo ($0,44 \pm 0,17$); ($p=0,006$) e na prancha de propriocepção Ântero-posterior ($0,53 \pm 0,20$); ($p=0,044$), como mostra a tabela 4. Nos demais testes a EMG não foi estatisticamente significativa, apesar de manter a tendência de maior ativação no fibular longo.

Tabela 04: Comparação dos níveis de ativação elétrica normalizados dos músculos fibular longo e fibular curto em cada exercício de propriocepção – Teste t-Student para medidas pareadas (n=18).

	EMG Fibular Longo	EMG Fibular Curto	p
Solo	0,44±0,17	0,32±0,12	0,006*
Prancha AP	0,53±0,20	0,42±0,14	0,044*
Prancha LL	0,73±0,23	0,60±0,34	0,145
Prancha Multi	0,77±0,24	0,66±0,34	0,225

EMG = eletromiografia; ML = medio-lateral; AP = anteroposterior; Multi = multidirecional; n = número amostral; p = nível de significância. * Diferença estatisticamente significativa.

Fonte: Produzido pela autora do trabalho

4 DISCUSSÃO

A eletromiografia é o resultado dos comandos centrais para os músculos, através do somatório dos potenciais elétricos das membranas celulares das unidades motoras ativas, possibilitando o registro da atividade elétrica dos músculos durante o movimento (FARINA et al., 2004; ENOKA, 2000; REJC et al., 2010). Pôde-se verificar no presente estudo, com a EMG, os diferentes níveis de ativação elétrica dos músculos fibulares longo e curto no solo e nas pranchas de instabilidade.

FERREIRA, et. al, (2009) em seu estudo, analisaram e compararam a atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior, tibial posterior, fibular longo e gastrocnêmio medial e lateral de 20 indivíduos, em três solos instáveis e no solo estável. Foi observado que o músculo fibular longo apresentou maior ativação eletromiográfica em todos os solos analisados, principalmente no disco proprioceptivo. No presente estudo, a atividade elétrica do fibular longo foi maior na prancha multidirecional, corroborando com os resultados do artigo supracitado. Já o trabalho de Cunha e Bonfim (2007) verificou uma maior ativação eletromiográfica do músculo fibular longo na prancha de instabilidade médio-lateral, mas neste trabalho tiveram apenas duas pranchas de instabilidade: a ântero-posterior e a médio-lateral.

De acordo com SMITH (1997), as funções do músculo fibular longo são eversão, flexão plantar do tornozelo e depressão da cabeça do primeiro metatarso, o fibular curto de eversão e flexão plantar. Esse conceito justificaria um dos resultados da presente pesquisa, que mostra uma maior ativação elétrica dos músculos fibulares nas pranchas de instabilidade médio-lateral e multidirecional durante os testes.

Durante a reabilitação de uma entorse de tornozelo ou instabilidade funcional, é de grande importância que se dê atenção ao restabelecimento da função e controle da atividade muscular, que envolve o complexo tornozelo-pé, principalmente do tibial anterior e fibular longo, uma vez visto, que os estabilizadores estáticos não são suficientes para dar estabilidade à articulação do tornozelo (SUDA; CANTUÁRIA; SACCO, 2008). Verificou no presente trabalho, que quanto mais instável é o solo, maior é a ativação dos músculos fibulares, comprovando que

os exercícios de propriocepção, com pranchas de instabilidade, são essenciais para o recrutamento da musculatura estabilizadora do tornozelo.

Zampieri e Almeida (2003) analisaram movimentos voluntários de 16 indivíduos com e sem instabilidade de tornozelo. Foram coletadas atividades EMG dos músculos tibial anterior, fibulares e gastrocnêmio medial. Os sujeitos, com o pé fixo, realizaram os movimentos de flexão plantar e flexão dorsal do tornozelo em três angulações (10, 20 e 30 graus). Eles observaram acentuada atividade EMG dos fibulares no movimento de flexão dorsal e concluíram que o grau de eversão do pé afeta a ação desses músculos no movimento de flexão dorsal e plantar. Isso poderia justificar, no presente estudo, o porquê da ativação EMG dos fibulares ter sido maior na prancha multidirecional, já que ela proporciona instabilidade em todos os movimentos da articulação do tornozelo, incluindo a flexão dorsal.

A conformação estrutural das fibras musculares, o seu comprimento e a sua superficialidade em relação ao tecido adiposo, interferem diretamente na atividade elétrica do músculo (ROSSOUW; KRUGER; ROSSOUW, 2000). Essas características podem ter influenciado no resultado do presente trabalho, devido as diferenças anatômicas dos músculos fibulares.

Déficits na propriocepção têm sido demonstrados, após a ocorrência de entorses na articulação do tornozelo. Impulsos provindos de músculos, fáscias, tendões e receptores articulares também podem ser afetados por uma lesão (MATTACOLA; DWYER, 2002). Os exercícios em solos instáveis têm como objetivo induzir perturbações não previstas, estimulando a estabilização reflexa e produção de co -contração agonista - antagonista (PECCIN; PIRES, 2003). Com isso, o treinamento sensório-motor tem como função: restaurar o controle motor dos membros inferiores (VOIGHT; COOK, 2003).

Ao estirar uma musculatura, alonga-se seu fuso muscular, que ativa suas fibras aferentes tipo Ia e II, que fazem conexão com neurônios eferentes da musculatura homônima, ativando-a. Isso se chama reflexo de latência curta. Esse reflexo gera uma força muscular que se opõem ao estiramento. Dessa forma uma ativação reflexa da musculatura eversora e flexora dorsal previne a instabilidade funcional e as lesões da articulação do tornozelo (LIDDELL; SHERRINGTON, 1924; ZAMPIERI; ALMEIDA, 2003). De acordo com os resultados, as pranchas de equilíbrio utilizadas na presente pesquisa, promovem esse tipo de contração reflexa,

demonstrando serem importantes no treinamento sensório-motor de reabilitação e/ou prevenção de entorse de tornozelo.

Lemos (1992) afirma que, por meio da reeducação das reações de proteção obtidas através do treino sensório-motor, o indivíduo consegue melhorar a recuperação do equilíbrio, retornando mais facilmente ao eixo normal da articulação em um curto espaço de tempo.

Vale ressaltar que não foram encontrados estudos na literatura com as mesmas características e variáveis analisadas neste trabalho e que o mesmo avaliou indivíduos sem instabilidade de tornozelo, ou seja, indivíduos com instabilidade aguda ou crônica de tornozelo podem apresentar outro padrão de recrutamento muscular.

CONCLUSÃO

Na presente pesquisa, conclui-se que a comparação dos níveis de atividade elétrica entre os músculos fibulares longo e curto indicou maior atividade elétrica do músculo fibular longo no solo e na prancha de propriocepção ântero-posterior.

REFERÊNCIAS

- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE – ACSM. Physical activity and public health: update recommendation for adults from de American College of Sports Medicine and the American Heart Association. **Medicine and Science in Sports Exercise**. v. 39, n. 8, p.1423-1434, 2007.
- ALONSO, A. C.; VIEIRA, P. R.; MACEDO, O. G. Avaliação e reeducação proprioceptiva. In: Greve J.M.D. (Ed). **Tratado medicina de reabilitação**. São Paulo: Roca, 2007, p. 997-1004.
- ANDREWS, J.; HARRELSON, G.; WILK, K. **Reabilitação física das lesões esportivas**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- BANDY, W. D.; SANDERS, B. **Exercícios Terapêuticos**: técnicas para intervenção. 1. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.
- BRAY, G.A. Definitions, measurements and classification of the syndromes of obesity. **Int J of Obesity**, v.2, p.99-113, 1978.
- BENNET, C. H. et al. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Biology and biomechanics of reconstruction. **Am J Sports Med**, v. 27, n.6, p. 821-30, 1999.
- BEYNNON, B. D.; RENSTROM, P. A.; ALOSA, D. M.; BAUMHAUER, J. F.; VACEK P. M. Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. **J Orthop Res**, v. 19, p. 213-20, 2001.
- BURDEN, A.; BARTLETT, R. Normalization of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. **Medical Engineering & Physics**, v. 21, p. 247-257, 1999.
- CADONTTI, C. T.; LOSS, J. F.; LA TORRE, M.; MELO, M. O.; ARAÚJO, L. D.; MARCKS, W. A Use of eletromyography to assess pain in the upper trapezius and lower back muscles with in a fatigue protocol. **Rev Bras Fisioter**, v. 13, n. 2, p. 144-51, 2009.
- CALLEGARI, B.; RESENDE, M. M.; RAMOS, L. A. V.; BOTELHO, L. P.; ALBUQUERQUE, S. A. Atividade eletromiográfica durante exercícios de propriocepção de tornozelo em apoio unipodal. **Fisioter Pesq**, v. 17, n. 4, p. 312-6, 2010.
- CARAZZATO, J. G.; CAMPOS L. A. N.; CARAZZATO S. G. Incidência de lesões traumáticas em atletas competitivos de dez tipos de modalidades esportivas. **Rev. Bras. Ortop**, v. 27, p. 745-758, 1992.
- CARRIÈRE, B. **Bola suíça**: Teoria, Exercícios Básicos e Aplicação Clínica. São Paulo: Manole, 1999.

COHEN, M.; ABDALLA, R. J. **Lesões nos Esportes**: Diagnóstico, Prevenção, Tratamento. Rio de Janeiro: Revinter, 2003.

CUNHA, P. L.; BONFIM, T. R. Ativação eletromiográfica em exercícios sobre a prancha de equilíbrio. **Fisioter Bras**, v. 8, n. 2, p. 192-7, 2007.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal Applies Biomechanics, Champaign**, v. 13, p. 135-163, 1997.

DUCHENE, J.; GOUBEL, F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v. 21, n.4, p. 313-397, 1993.

EBIG, M. et al. The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. **J. Orthop. Sports. Phys. Ther**, v. 26, p. 73-7, 1997.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânica da cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **J Appl Physiol**, v. 96, n. 4, p. 1486-95, 2004.

FERREIRA, B. A. L. et. al. Análise da atividade eletromiográfica dos músculos do tornozelo em solo estável e instável. **Fisioter. Mov**, v. 2, p. 177-187, 2009.

FERRETTI, A.; DE CARLI, A.; PAPANDREA P. Volleyball injuries A colour atlas of volleyball traumatology. Lausanne, Suisse: **Federation Internationale de Volleyball**, p. 27-41, 1994.

FREEMAN, M. A. R. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 47b, n. 4, p. 669-667, 1965.

FUNK, D. A.; CLANTON, T. O.; BONCI, B. M. Lesões nas pernas, tornozelos e pés. In: Schenck Jr., L. C. **Med Esp e Trein Atlético**: São Paulo. ROCA, 2003.

GONÇALVES, M; BÉZZIN, F. Estudo eletromiográfico comparativo de movimentos de facilitação neuromuscular proprioceptiva com os realizados nos planos sagital. **Rev. Bras. Fisiot**, v. 4, n. 2, p. 55-64, 2000.

GOULD III, J. A. **Fisioterapia na Ortopedia e Medicina do Esporte**. 2. ed. São Paulo: Editora Manole, p. 704, 1993.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 2.ed. São Paulo: Editora manole, 2008.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, p. 361-74, 2000.

HOLMER, P.; SONDERGAARD, L.; KORADSEN, L.; NIELSEN, P. T.; JORGENSEN, L. N. Epidemiology of sprains in the lateral ankle and foot. **Foot Ankle Int**, v. 15, n. 2, p. 72-4, 1994.

IMOTO, A. M.; PECCIN, M. S.; RODRIGUES, R.; MIZUSAKI, J. M. Tradução e validação do questionário FAOS - FOOT AND ANKLE OUTCOME SCORE para língua portuguesa. **Acta Ortop Bras**, v. 17, n. 4, p. 232-4, 2009.

KERKHOFFS, G. M.; HANDOLL, H. H.; DE BIE, R.; ROWE, B. H.; STRUIJS, P. A. Surgical versus conservative treatment for acute injuries of the lateral ligament complex of the ankle in adults. **Cochrane Database Syst Rev**, v. 2, 2007.

KONRADSEN, L.; OLESEN, S.; HANSEN, H. M. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. **Am J Sports Med**, v. 26, p. 72-7, 1998.

KONRADSEN, L.; RAVN, J. B. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. **Int J Sports Med**, v. 12, p. 290-2, 1991.

LASMAR, N. P.; CAMANHO, G. L.; LASMAR, R. C. P. **Medicina do Esporte**. Rio de Janeiro: Revinter, 2002.

LAUGE, N.; HANSEN, M. D. Fractures of the ankle. II Combined experimental surgical and experimental roentgenologic investigation. **Arch Surg**, v. 60, p. 957-85, 1950.

LEMONS, J. C. Exercícios proprioceptivos em lesões de joelho. **Fisioter. Mov**, v. 5, n. 1, p. 53-60, 1992.

LIDDELL, E. G. T.; SHERRINGTON, C. S. Reflexes in response to stretch (myotatic reflexes). **Proc. R. Soc. London Ser. B**, v. 96, p. 212-242, 1924.

LOFVENBERG, R.; KARRHOLM, J.; SUNDELIN, G.; AHLGREN, O. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. **Am J Sports Med**, v. 23, p. 414-7, 1995.

LUSTOSA, et. al. Análise do pico de ativação do glúteo máximo na marcha em mulheres com instabilidade do tornozelo. **Fisioter. Mov**, v. 24, n. 3, p. 63-70, 2011.

MATTACOLA, C. G.; DWYER, M. K. Rehabilitation of the ankle after acute sprain or chronic instability. **J Athl Train**, v. 37, n. 4, p. 413-29, 2002.

MAXEY, L.; MAGNUSSON, J. **Reabilitação pós-cirúrgica para o paciente ortopédico**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

MACAULEY, D. Ankle injuries: same joint, different sports. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 31, p. 409-411, 1999.

MEYER, J.M.; GARCIA, J.; HOFFMEYER, P.; FRITSCHY, D. The subtalar sprain. A roentgenographic study. **Clin Orthop**, v. 226, p. 169-73, 1988.

NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K. **Articulações: Estrutura e Funções**. 2. ed. Rio de

Janeiro: Revinter, 2001.

OCARINO, J. M. et al. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. **Rev Fisio Brasil**, v. 6, n. 4, p. 24-28, 2005.

O'DONOGHUE, D. H. **Treat of injur to athletes**. Philadelphia: W.B. Saunders, 1970.

PECCIN, M. S.; PIRES, L. Reeducação sensório-motora. In: COHEN, M.; ABDALLA, R. J. **Lesões nos esportes**: diagnóstico, prevenção e tratamento. Rio de Janeiro: Revinter, 2003.

PER, A. F. H.; RENSTRÖM, P.; SCOTT, A. L. Lesões ligamentares do tornozelo. **Rev Bras Med Esporte**, v. 5, n. 1, 1999.

PETERSON, L.; RENSTROM, P. **Lesões no esporte**: prevenção e tratamento. 1. ed. Barueri: Manole, 2002.

PRENTICE, W. E. **Técnicas de Reabilitação em Medicina Esportiva**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2002.

REJC, E.; LAZZER, S.; ANTONUTTO, G.; ISOLA, M.; DI PRAMPERO, P. E. Bilateral deficit and EMG activity during explosive lower limb contractions against different overloads. **Eur J Appl Physiol**, v. 108, p. 157-65, 2010.

ROBERTSON, D. G. E.; CALDWELL, G. E.; HAMAILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. N. Research methods in biomechanics. United States, **Human Kinetics**, 2004.

SILVA, Y. O.; MELO, M. O.; GOMES, L. E.; BONEZI, A.; LOSS, J. F. Análise da resistência externa e da atividade eletromiográfica do movimento de extensão de quadril realizado segundo o método Pilates. **Rev Bras Fisioter**, v. 13, n. 1, p. 82-8, 2009.

SILVESTRE, M. V.; LIMA, W. C. Importância do treinamento proprioceptivo na reabilitação de entorse de tornozelo. **Fisioter em Mov**, v. 16, n. 2, p. 27-34, 2003.

SHELTON, G. L. Princípios de recuperação funcional. In: MELLION, M. B. **Segredos em medicina desportiva**. Porto Alegre: Artes Médicas, 1997.

SHETH, P. et al. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. **Am J Sports Med**. v. 25, p. 538-43, 1997.

SMITH, L.; WISS, E. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. São Paulo: Manole, 1997.

STRONJNIK, V.; VENGUST, R.; PAVLOVIC, V. The effect of proprioceptive training on neuromuscular function in patients with patellar pain. **Cell Mol Biol Lett**, v. 7, n. 1, p. 170-171, 2002.

SUDA, E. Y.; CANTUÁRIA, A. L.; SACCO, I. C. N. Mudanças no padrão temporal da EMG de músculos do tornozelo e pé no pré e pós-aterriçagem em jogadores de voleibol com instabilidade funcional. **Rev Bras Med Esporte**, v. 14, n. 4, 2008.

SURFACE ELECTROMYOGRAPHY FOR THE NON-INVASIVE ASSESSMENT OF MUSCLES (SENIAM): Recommendations for sensor locations on individual muscles. Disponível em:< <http://www.seniam.org/>>. Acesso em: 22 maio,2013.

TOKUHIRO A.; NAGASHIMA. H.; TAKECHI, H. Electromyographic Kinesiology of lower extremity muscles during slope walking. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 66, n. 9, p. 610-613,1995.

TROPP, H. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. **J sports Med**, v. 7, p. 291-294, 1986.

VEIGA, P. H. A.; PAIVA, J. M. D., JUNIOR J. A. A. Análise eletromiográfica dos músculos fibulares e sua ação estabilizadora na articulação do Tornozelo. **Journal of studies and research**, v. 24, 2005.

VOIGHT, M. L.; COOK G. Controle neuromuscular deficiente: treinamento de reativação neuromuscular. In: PRENTICE, W. E.; VOIGHT, M. L. **Técnicas de reabilitação musculoesquelética**. Porto Alegre: Artmed, 2003.

ZAMPIERI, C.; ALMEIDA, G. L. Instabilidade funcional do tornozelo: controle motor e aplicação fisioterapêutica. **Rev. Bras. Fisioter**, v. 7, n. 2, 2003.

APÊNDICE A
UNICEUB CENTRO UNIVERSITÁRIO DE BRASÍLIA
INSTITUTO CEUB DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO - ICPD
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

QUESTIONÁRIO: LESÕES

Parte I - Dados pessoais

- Nome: _____
- Data de nascimento: _____ Idade: _____
- Altura: _____
- Peso: _____
- IMC: _____

Parte II – Atividade Física

- Pratica algum esporte: () sim () não
- Periodicidade: () 1x () 2x () 3x () todos os dia
- Qual modalidade: _____

Parte III – Lesões

- Já teve alguma lesão: () sim () não
- Data da lesão: _____
- Local da lesão: () quadril () joelho () tornozelo () outros: _____
- Diagnóstico: () entorse () luxação () fratura () outros
- Tratamento: () repouso () imobilização () fisioterapia
() cirurgia () outros: _____
- Tempo de tratamento: _____
- Retorno ao esporte em quanto tempo? _____

ANEXO A
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCARECIDO
COMPARAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS FIBULARES SUBMETIDOS A
PRANCHAS DE INSTABILIDADE

UNICEUB Centro Universitário de Brasília

Instituto CEUB de Pesquisa e Desenvolvimento - ICPD

Pesquisador responsável: Loiane Menezes Silva- Aluna do curso de Pós-Graduação Lato Sensu em
Fisioterapia Traumato-Ortopédica Funcional e no Esporte

- Este documento que você está lendo é chamado de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Ele contém explicações sobre o estudo que você está sendo convidado a participar.
- Antes de decidir se deseja participar (de livre e espontânea vontade) você deverá ler e compreender todo o conteúdo. Ao final, caso decida participar, você será solicitado a assiná-lo e receberá uma cópia do mesmo.
- Antes de assinar faça perguntas sobre tudo o que não tiver entendido bem. A equipe deste estudo responderá às suas perguntas a qualquer momento (antes, durante e após o estudo).

Natureza e objetivos do estudo

- O objetivo desse estudo é comparar através da eletromiografia de superfície a atividade elétrica dos músculos fibulares, pela contração muscular dos mesmos, utilizando-se o apoio unipodal em pranchas de equilíbrio para treinamento proprioceptivo.

Procedimentos do estudo

- A pesquisa será desenvolvida no Centro Universitário de Brasília – UNICEUB, que dispõe de um laboratório, com um aparelho de eletromiografia, bicicleta e esteira ergométricas e as tábuas proprioceptivas necessárias para viabilizar o estudo.
- Para a realização do trabalho serão selecionados 20 sujeitos escolhidos de forma aleatória do gênero masculino, adultos jovens saudáveis e praticantes de atividade física regular (mínimo de três vezes na semana), com idade entre 18 e 35 anos.
- Os procedimentos serão realizados em dois momentos, no 1º como pré-teste e no 2º como resultado da pesquisa.
- O estudo será realizado de forma randomizada. Cada voluntário será submetido aos seguintes exercícios: Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM), apoio unipodal no solo e nas pranchas de propriocepção com instabilidade ântero-posterior, látero-lateral e multidirecional.
 - O participante realizará a tricotomia e limpeza da área para redução da bioimpedância e colocação dos eletrodos, como recomendado pela Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM, 2012).
 - A colocação dos eletrodos nos músculos será da seguinte forma:
 - (1º) Fibular longo – o participante ficará sentado na maca com um apoio abaixo do joelho do membro dominante, com o tornozelo rodado medialmente. O eletrodo será colocado 1/3 proximal da fíbula, em uma linha entre a cabeça da fíbula e o maléolo lateral.
 - (2º) Fibular curto – o paciente ficará sentado na maca com um apoio abaixo do joelho do membro dominante, com o tornozelo rodado medialmente. O eletrodo será colocado 1/3 distal da fíbula, em uma linha entre o maléolo lateral e a cabeça da fíbula.
 - Cada indivíduo realizará um aquecimento de 5 minutos na bicicleta ergométrica, seguindo a recomendação da American College of Sports Medicine - ACSM (2007) que preconiza o aquecimento antes de qualquer atividade física ou exercício físico.
 - Os procedimentos de avaliação da atividade muscular serão realizados no membro inferior dominante.

Riscos e benefícios

- Este estudo será simples, de fácil execução, não implicando em riscos previsíveis à sua saúde.
- Caso esse procedimento possa gerar algum tipo de constrangimento você não precisa realizá-lo.

Participação recusa e direito de se retirar do estudo

- Sua participação é voluntária. Você não terá nenhum prejuízo se não quiser participar.
- Você poderá se retirar desta pesquisa a qualquer momento, bastando para isso entrar em contato com um dos pesquisadores responsáveis.
- Conforme previsto pelas normas brasileiras de pesquisa com a participação de seres humanos você não receberá nenhum tipo de compensação financeira pela sua participação neste estudo.

Confidencialidade

- Seus dados serão manuseados somente pelos pesquisadores e não será permitido o acesso a outras pessoas.
- O material com as suas informações ficará guardado sob a responsabilidade do (a) pesquisador responsável, com a garantia de manutenção do sigilo e confidencialidade e será destruído após a pesquisa.
- Os resultados deste trabalho poderão ser apresentados em encontros ou revistas científicas, entretanto, ele mostrará apenas os resultados obtidos como um todo, sem revelar seu nome, instituição a qual pertence ou qualquer informação que esteja relacionada com sua privacidade.

Eu, _____ RG _____,
após receber uma explicação completa dos objetivos do estudo e dos procedimentos
envolvidos concordo voluntariamente em fazer parte deste estudo.

Brasília, _____ de _____ de _____.

Participante

Pesquisador (a) responsável: Loiane Menezes Silva cel: (61)xx91794769

ANEXO B

QUESTIONÁRIO FAOS (<i>Foot and Ankle Outcome Score</i>) para avaliação da função e sintomas do tornozelo e pé.	
DOR	
P1 Qual a frequência que você sente dor no pé ou tornozelo?	Nunca, Mensalmente, Semanalmente, Diariamente, Sempre
Qual a intensidade de dor que você sentiu na última semana durante as seguintes atividades?	
P2. Rodando sobre o seu pé ou tornozelo	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P3. Forçando o pé completamente para baixo	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P4. Forçando o pé completamente para cima	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P5. Andando em superfície plana	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P6. Subindo ou Descendo escadas	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P7. Em repouso na cama	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P8. Ao sentar-se/deitar-se	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
P9. Em pé	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
OUTROS SINTOMAS	
S1 Qual o grau de rigidez do seu pé/tornozelo logo quando você acorda?	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
S2. Qual o grau de rigidez após sentar, deitar ou ao descansar mais tarde durante o dia?	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
S3. Você tem inchaço no seu pé/tornozelo?	Nunca, Raramente, Às vezes, Frequentemente, Sempre
S4. Você sente ranger, estalar ou qualquer outro tipo de som quando o movimenta o pé?	Nunca, Raramente, Às vezes, Frequentemente, Sempre
S5. O seu pé trava ou fica bloqueado aos movimentos?	Nunca, Raramente, Às vezes, Frequentemente, Sempre
S6. Você consegue forçar o seu pé completamente para baixo?	Sempre, Frequentemente, Às vezes, Raramente, Nunca
S7. Você consegue forçar o seu pé completamente para cima?	Sempre, Frequentemente, Às vezes, Raramente, Nunca
ATIVIDADES DE VIDA DIÁRIA - Qual a dificuldade que você sentiu na última semana:	
A1. Descendo escadas	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A2. Subindo escadas	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A3. Levantando-se a partir da posição sentada	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A4. Em pé	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A5. Curvando-se para pegar um objeto no chão	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A6. Andando em superfícies planas	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A7. Entrando e saindo do carro	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A8. Indo às compras	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A9. Colocando meias	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A10. Levantando-se da cama	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A11. Tirando as meias	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A12. Virando-se na cama, mantendo a mesma posição do tornozelo/pé	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A13. Entrando ou saindo do banho	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A14. Sentando	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A15. Sentando e levantando do vaso sanitário	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A16. Realizando tarefas domésticas pesadas (deslocando caixas pesadas, esfregando o chão, etc)	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
A17. Realizando tarefas domésticas leves (cozinando, varrendo etc)	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
ESPORTES E RECREAÇÕES FUNCIONAIS Qual a dificuldade que você sentiu nesta última semana:	
Sp1. Agachando	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
Sp2. Correndo	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
Sp3. Pulando	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
Sp4. Mudando de direção sobre o seu tornozelo/pé lesionado	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
Sp5. Ajoelhando-se	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema
QUALIDADE DE VIDA EM RELAÇÃO AO PÉE TORNOZELO	
Q1. Com que frequência que você tem percebido os problemas do seu tornozelo/ pé?	Nunca, mensalmente, semanalmente, diariamente, sempre
Q2. Você tem modificado seu estilo de vida para evitar atividades potencialmente danosas para o seu pé e tornozelo?	Não, um pouco, Moderadamente, muito, totalmente
Q3. O quanto você está incomodado com a falta de confiança no seu tornozelo/ pé?	Não, um pouco, Moderadamente, muito, totalmente
Q4. No geral, quanto de dificuldade você tem com o seu tornozelo/pé?	Nenhuma, Leve, Moderada, Acentuada, Extrema